Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics, 36, 3, 2024. (49-68)

Ferdowsi University of Mashhad

Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics

Page Journal: mechanic-ferdowsi.um.ac.ir

Society of Manufacturing Engineering of Iran

Reducing Stress Shield in the Femur Using Hip Prostheses Made of Functionally Graded Materials*

Research Article

Hastyar Jalilzadeh[1], Akbar Allahverdizadeh[2], Behnam Dadashzadeh[3]

DOI: 10.22067/jacsm.2024.85554.1218

Abstract *Total hip joint replacement has problems, one of the most important of which is the stress shield phenomenon and weak bone growth. When the modulus of elasticity of the prosthesis is higher than that of the bone, most of the physiological load is transferred to the implant and the bone deteriorates. The solution to minimize it and strengthen bone growth is to use materials with elasticity modulus close to bone for prosthesis, and functionally graded materials (FGM) with porosity have shown better results than other materials. In this article, the model of cylinder and prosthesis based on ISO 7206-4 and the model of prosthesis and bone are used, and the results of applied stresses, stiffness of prostheses, and micromovements between prosthesis and bone are analyzed by the finite element method. The superiority of this study compared to previous studies is the use of prosthetic and cylinder models for different geometries and the investigation of micromovements and its effect on bone growth. The results show that the use of porous FGM prostheses for each different prosthesis geometry is effective in reducing the stress shield and bone growth.*

Key Words Femoral prosthesis, Functionally graded materials, Porosity, Stress shielding, Finite element method, Micromotion.

1- Introduction

Total hip replacement (THR) is known as a good choice for patients and can be useful for pain relief, function recovery, and quality of life improvement. Despite the success of THR, some reasons can negatively affect the use of this treatment, such as stress shielding. In this study, to solve this problem, a functionally graded material (FGM) was used for femoral prosthesis. Therefore, to investigate the effect of these materials, two models of prosthesis-epoxy cylinder and prosthesis-bone were used. The use of FGM materials in the prosthesis-cylinder model for different geometries and the investigation of micro-movements and their effect on bone growth were among the innovations of this research compared to other articles.

2- Methods

Three designed profiles and three circular, oval, and trapezoidal shapes were chosen for the distal and proximal sections of the prosthesis for this research. Three-dimensional (3D) design was applied in Solidworks software. To assign FGM materials consisting of two metal and ceramic materials for prostheses, the one-dimensional model of these materials and their constitutive equations were used. The following equations were used for the modulus of elasticity:

$$E = \frac{E_0(1-p)}{1 - p(5+8v)(37-8v)/\{8(1+v)(23+8v)\}} \quad (1)$$

where E_0 is:

$$E_0 = E_c\left[\frac{E_c + (E_m - E_c)V_m^{2/3}}{E_c + (E_m - E_c)\left(V_m^{2/3} - V_m\right)}\right] \quad (2)$$

and

$$V_m = ([illegible]/l)^m, V_c = 1 - V_m \quad (3)$$

where E_c and E_m are the modulus of elasticity of ceramic and metal, respectively. The V_m, V_c, and υ denote volume fraction of metal, the volume fraction of ceramic, V_c and the Poisson's ratio of the whole FGM material, respectively. The functional porosity of the FGM material is also specified by the p parameter. To assign the properties of the FGM material to the selected prostheses and transfer them to ABAQUS, it was necessary to write a subroutine (USDFLD subroutine) of relations in the Fortran programming language and the Visual Studio software environment.

3- Prosthesis-epoxy cylinder model

All models were first integrated into 3D finite element models in ABAQUS to evaluate the performance of the designed prostheses in the natural femur. The ISO (ISO 7206-4) used in this research includes the endurance

*Manuscript received: December 25, 2023. Revised, January 12, 2024, Accepted, February 7, 2024.

[1] MSc, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

[2] Corresponding Author. Assistant professor, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

Email: allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir

[3] Assistant Professor, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

performance of femoral stem compone[illegible] hip prostheses and femur stem components that a[illegible]ne in partial hip joint replacements. In FGM, $m = 0,0.1$ is used to assign the properties of the material to the prostheses. The settings and positions of the prostheses inside the cylinder, as well as the loading, boundary conditions, and interference between the investigated components, are adjusted based on the ISO used.

4- Prosthesis-bone model

To study the effect of designed FGM prostheses, the finite element model that includes the prosthesis and femur along with suitable physiological loads was used. For this purpose, a 3D model of the bone was first prepared and assembled with the prostheses for the finite element analysis. A set of CT-scan images of the femur of a 28-year-old person was used for the 3D reconstruction of the desired area and to convert it into a 3D model. Between all components, sliding is limited, surface-to-surface contact with a friction coefficient of 0.4 is considered, and tetrahedral elements of the second order (C3D10) are assigned.

5- Results

The FGM material assigned to the prosthesis was validated based on the work of Hedia et al., which is shown in Figure (1). As can be seen, both the elasticity modulus-length diagrams of the prosthesis in this study and the model of Hadia et al. were in good agreement and were used for finite element analysis for models as well as prosthesis geometries.

The results obtained from the prosthesis-epoxy cylinder model. Force-displacement diagrams were extracted for all prostheses with two homogeneous materials, titanium, and FGM, in the epoxy model.

As shown in Figure 2 as an example of the prosthesis with a circular cross-section profile, it is clear that the FGM structure reduced the stiffness (slope of the force-displacemen[illegible]) of the prostheses. This means that by increasin[illegible]e up to 2250 (N), all FGM prosthesis geometries ($m = 0.1$) have more displacement compared to the homogeneous prosthesis, and as a result, the stiffness decreases and approaches the bone stiffness, which is what we had in mind.

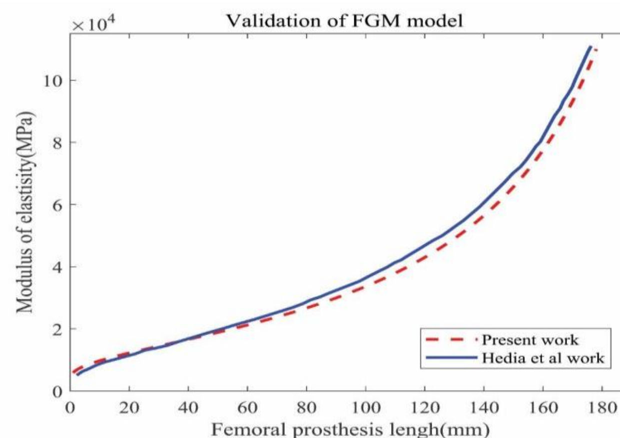


Figure 1. Diagram of changes in the modulus of elasticity in the length of the prosthesis for the present model and the model of Hedia et al.

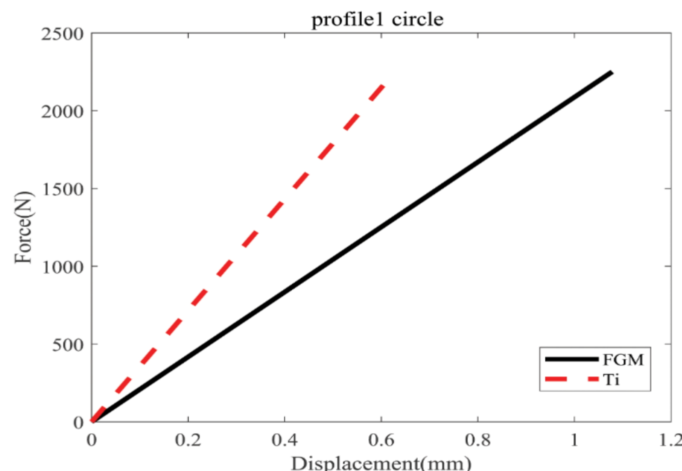


Figure 2. Force-displacement diagram of circle profile

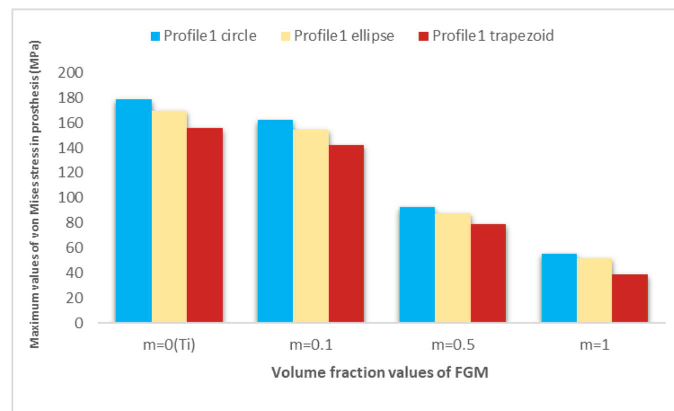


Figure 3. Chart of changes in the maximum value of von Mises stress according to the volume fraction of FGM material in profile 1 prostheses

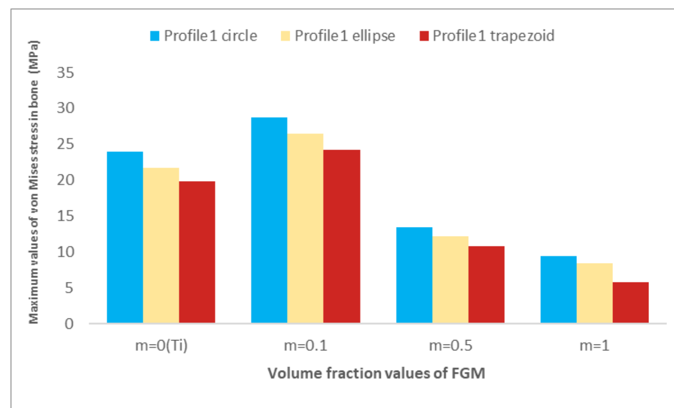


Figure 4. Chart of changes in the maximum value of von Mises stress in bone according to the volume fraction of FGM material for profile 1 prostheses

The results obtained from the prosthesis-bone model. The stresses in each layer of the prosthesis as well as the bone were calculated through the resul[illegible] nent analysis for nine dense prosthesis ge[illegible] 1 for the volume fraction index values of $m = 0, 0.1, 0.5, 1$ in a normal walking cycle (Figures 3 and 4). In all prostheses using FGM material, the stress applied to the prosthesis decreased compared to the dense titanium material and increased in the bone, which was as expected. The variety in values is attributed to the difference in the design of each prosthesis, profile, surface of different cross sections, and the volume fraction index of FGM materials. The micro-movement was calculated for distinct geometries, and the micro-movements of more than 150 μm are considered excessive and cause instability in the prosthesis and surgical failure. Therefore, among all geometries, prostheses with trapezoidal cross-sectional geometry and profiles two and three exceed the permissible limit and should not be used by the patient.

6- Conclusion

FGMs are new materials with excellent capabilities. Consequently, the main purpose of this research was to investigate the effect of using FGMs instead of dense materials in reducing the stress shielding phenomenon and enhancing bone growth in hip prostheses. In the design of the prosthesis for THR, flexible prostheses create less stress shielding in the surrounding bone but have more micromotion, and on the other hand, rigid prostheses with high-tension shielding induce less micromotion. Therefore, the design challenge is to know how to minimize the shielding stress while keeping the micro-movements of the interface at acceptable levels and not exceeding the permissible limit. Moreover, by examining the different indices of FGM material and the stress results obtained from the bone and prosthesis model, we concluded that the larger the volume fraction index of the FGM material, the stress values in the prosthesis and bone compared to the applied stresses to the prosthesis and bone group, in the case of using a prosthesis with dense titanium material, decreases. Therefore, the values of volume fraction index for FGM material are very effective and should receive more attention and be investigated to reach the appropriate index.



علوم کاربردی و محاسباتی در مکانیک

http://mechanic-ferdowsi.um.ac.ir



کاهش سپر تنشی در استخوان ران با استفاده از پروتزهای ران ساخته شده از مواد توزیع شده تابعی*

هستیار جلیل‌زاده [۱]　　اکبر اللهوردی‌زاده[۲]　　بهنام داداش‌زاده [۳]

DOI: 10.22067/jacsm.2024.85554.1218

چکیده *تعویض کامل مفصل ران دارای مشکلاتی است که یکی از مهم‌ترین آن‌ها، پدیده سپر تنشی و ضعف رشد استخوان است. وقتی مدول الاستیسیته پروتز بالاتر از استخوان باشد، بیشتر بار فیزیولوژیکی به ایمپلنت منتقل می‌شود و استخوان تحلیل می‌رود. راه حل به حداقل رساندن آن و تقویت رشد استخوان، استفاده از مواد با مدول الاستیسیته نزدیک به استخوان برای پروتز است و مواد توزیع شده تابعی دارای تخلخل نتایج بهتری را نسبت به مواد دیگر نشان داده‌اند. در این مقاله از مدل استوانه و پروتز بر اساس* ISO 7206-4 *و مدل پروتز و استخوان استفاده شده و با روش اجزای محدود تحلیل و نتایج تنش‌های وارده، سفتی پروتزها و ریزحرکت‌های بین پروتز و استخوان بررسی شده است. برتری این مطالعه نسبت به پژوهش‌های قبلی استفاده از مدل پروتز و استوانه برای هندسه‌های مختلف و بررسی ریزحرکت‌ها و تأثیر آن در رشد استخوان می‌باشد. نتایج نشان می‌دهد که استفاده از پروتزهای* FGM *متخلخل برای هر هندسه پروتز متفاوت در کاهش سپر تنشی و رشد استخوان مؤثر می‌باشد.*

واژه‌های کلیدی پروتز ران، مواد توزیع‌شده تابعی، تخلخل، سپر تنشی، روش اجزای محدود، ریزحرکت.

استئوآرتریت و پوکی استخوان می‌توانند هر مفصلی را در بدن تحت تأثیر قرار دهند، اما در مفاصل ران و زانو شایع‌تر هستند و می‌توانند به تروما، نکروز آواسکولار، برخی بیماری‌های متابولیک، عفونت یا تغییرات مورفولوژی مفصل مانند دیسپلازی ران منجر شوند [1]. هیچ درمانی برای آسیب‌های مفاصل ران وجود ندارد و در موارد شدید جایگزینی کامل مفصل ران تنها انتخاب است [2].

جایگزینی کامل مفصل ران یا THA، یعنی جراحی تعویض مفصل ران با پروتز مصنوعی، یکی از مؤثرترین و موفق‌ترین مداخلات ارتوپدی برای چندین دهه بوده است، زیرا عملکرد را بازیابی می‌کند و درد را کاهش می‌دهد.

کیفیت تعویض مفصل به عوامل بالینی مانند عوارض پزشکی که بیمار ممکن است متحمل شود، وجود درد باقی‌مانده، نیازهای عملکردی و استقامت دستگاه پروتز بستگی دارد. کیفیت اساسا توسط عوامل طراحی پروتز (مواد، شکل پروتز، مفهوم تثبیت، و ابزار جراحی)، عوامل جراحی (مهارت‌ها و تجربه جراحی، از جمله انتخاب بیمار و دستگاه، سن، وزن و سطح فعالیت بدنی) مشخص می‌شود. هدف بالینی در تثبیت پایدار در تعویض مفصل را می‌توان از نظر انتقال بار از پروتز به استخوان بیان کرد. در پروتز ران مصنوعی، بارهای فیزیولوژیکی از طریق سر پروتز اعمال می‌شود و در قسمت دیستال، در زیر ساقه پروتز، این

* تاریخ دریافت مقاله۱۴۰۲/۹/۴ و تاریخ پذیرش آن۱۴۰۲/۱۱/۱۸ می‌باشد.

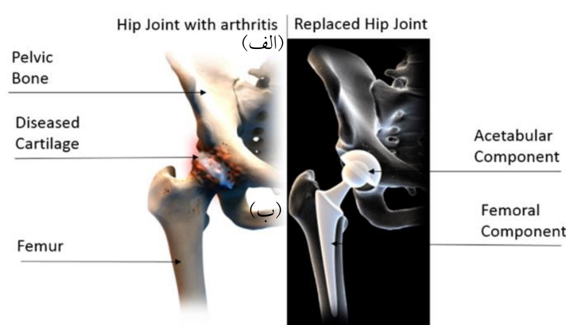
(۱) کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

(۲) نویسنده مسئول، استادیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

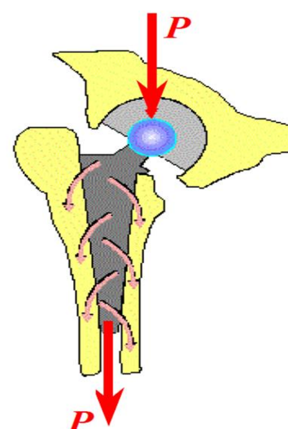
(۳) استادیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

Email: allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir

نیروها به طور کامل توسط استخوان قشر ران حمایت می‌شوند، همان طور که در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل ۱ بیماری‌های مفصلی ران و درمان با تعویض کامل آن [3]



شکل ۲ الگوی انتقال بار در مجموعه استخوان و پروتز [4]

موادی که در پروتزهای ران استفاده می‌شوند، مانند آلیاژهای مبتنی بر تیتانیوم، آلیاژهای کروم کبالت و فولاد ضد زنگ L316، همگی دارای مدول الاستیسیته بسیار بالاتر از استخوان هستند و هنگامی که پروتزی از جنس این مواد در استخوان ران کاشته می‌شود، بیشتر بار فیزیولوژیکی به پروتز منتقل می‌شود. انتقال بار تغییر یافته در استخوان ران کاشته شده منجر به کم بار شدن استخوان در مقایسه با حالت طبیعی آن می‌شود. در نتیجه استخوان، بافت زنده‌ای که به انتقال بار مکانیکی حساس است، با فرایندی تطبیقی به نام بازسازی استخوان جرم خود را از دست می‌دهد. به این پدیده سپر تنشی گفته می‌شود [5].

پروتز با خواص مدول الاستیسیته کاهش یافته برای مطابقت با بافت استخوانی ممکن است بتواند چنین مشکلی را به حداقل برساند. بنابراین مواد کامپوزیتی با مدول الاستیسیته پایین با هدف تطبیق عدم تطابق خاصیت الاستیک بین ایمپلنت و استخوان میزبان مجاور معرفی شدند [6].

در این را ستا از بین مواد کامپوزیتی پی شنهادی، مواد توزیع شده تابعی (FGM) مناسب‌ترین ویژگی‌ها را در مقایسه با سایر کامپوزیت‌ها نشان داده‌اند زیرا خواص عالی آن‌ها باعث می‌شود که سپر تنشی به حداقل برسد.

مفهوم FGM بـرای اولـین بـار در سـال ۱۹۸۴ در ژاپن و در پروژهی سفینه فضایی مطرح شد. پس از آن به علت ویژگی های خاص، استفاده از آن‌ها در بسـیاری از زمینه‌ها مانند صنایع نظامی، صنایع خـودروسـازی، تجهیزات پزشکی، نیمه‌هـادی‌هـا و ابزارهـایی کـه در دماهای بالا کار می‌کنند، گسترش یافت [7].

اشکور و همکارانش پروتزهای ران با درجه‌بندی عملکردی (FGFP) با پیکربندی‌های هندسی مختلف با استفاده از تحلیل المان محدود سه‌بعدی را مورد مطالعه قرار دادند. FGFP متشکل از فولاد ضد زنگ- هیدروکسی آپاتیت و آلیاژ تیتانیوم- هیدروکسی آپاتیت با اندیس کسر حجمی مختلفJ L rátäsátäwás بود. نتایج نشان داد که چگالی انرژی کرنش در متافیز پروگزیمال استخوان ران بیش از ۲۲ درصد در FGFP با پیکربندی‌های هندسی مختلف افزایش می‌یابد که با کاهش سپر تنشی و متعاقبا کاهش تحلیل استخوان مطابقت دارد. بنابراین FGFP می‌تواند برای معرفی یک طرح بهینه جدید برای پروتز ران با سفتی قابل تنظیم استفاده شود که می‌تواند سپر تنشی و تنش رابط را کاهش دهد. این وضعیت منجر به افزایش طول عمر کلی تعویض مفصل ران می‌شود [8].

به منظور مدل‌سازی پروتزهای ران توزیع شده تابعی، هدیا و همکارانش طراحی پروتز به صورت یک ماده یک‌بعدی که در دو جهت طولی و عرضی بود و دو بعدی را مورد بررسی قرار دادند و هدف آن‌ها استفاده از مواد FGM به منظور توزیع مناسب تنش برشی و کاهش سپر تنشی و همچنین مدل‌سازی این مواد برای استفاده در تحلیل المان محدود بود. نتیجه به این صورت شد که درجه‌بندی بهینه سپر تنشی را تا ۸۳ درصد کاهش داد در حالی که حداکثر تنش برشی رابط را تا ۳۲ درصد در مقایسه با ساقه تیتانیوم همگن کاهش داد. این طرح منجر به کاهش سپر تنشی در مدل یک‌بعدی شد، در حالی که در همان زمان، حداکثر تنش برشی رابط به ترتیب ۴۵ و ۶۳ درصد در مقایسه با طرح

بهینه FGM یک بعدی و پروتز تیتانیوم همگن کاهش پیدا کرد [9].

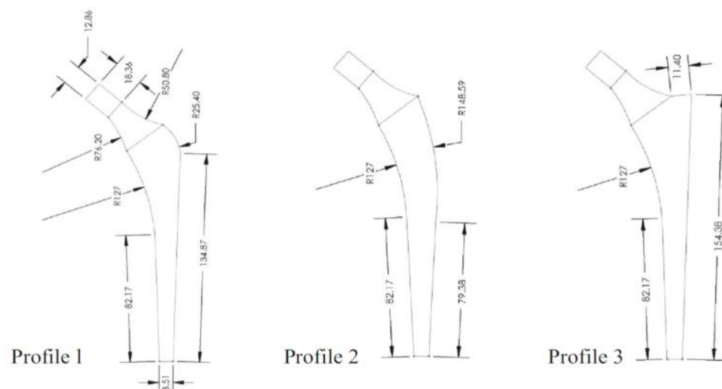
حرکت نسبی بین سطح پروتز ران و استخوان میزبان در حضور بارهای فیزیولوژیکی اعمال شده، ریزحرکت می‌باشد. ارزیابی ریزحرکت برای ارزیابی رشد بافت استخوانی حیاتی است و مقادیر بیش از ۱۵۰ میکرومتر، بیش از حد در نظر گرفته شده و باعث ناپایداری ایمپلنت می‌شود [12-10].

الزوبی و همکارانش، تأثیر پروتزهای متخلخل طراحی شده به منظور کاهش تنش و ریز حرکت را مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها، با طراحی پروتز ران به صورت ساختارهای متخلخل درجه‌بندی شده عملکردی در جهت شعاعی به بررسی تمرکز بر انتقال تنش و ریزحرکات آن‌ها پرداختند. مقادیر ریزحرکت با افزایش تخلخل و بارهای فیزیولوژیکی و یا سرعت راه رفتن، افزایش یافت. از این رو، به بیمار توصیه شد که با سرعت کم راه برود تا از ریز حرکت زیاد پروتز جلوگیری کند که روی رشد بافت استخوانی تأثیر می‌گذارد و منجر به شکست ایمپلنت می‌شود. همچنین طرح‌های مرتبط با پروتز با تخلخل متوسط ۷۰ درصد در تمام سرعت‌های راه رفتن و ۵۰ درصد در سرعت راه رفتن ۵ کیلومتر در ساعت از نظر ریز حرکت ناموفق در نظر گرفته شد [12].

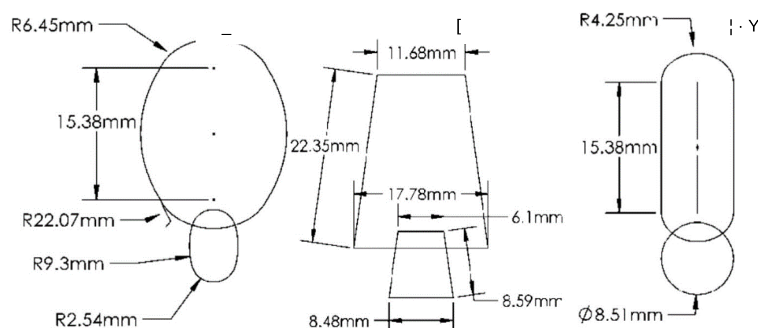
در این پژوهش، با استفاده از روش المان محدود، مدل‌های پروتز و استوانه اپوکسی و مدل استخوان و پروتز، به منظور بررسی تأثیر استفاده از پروتزهای متخلخل FGM در کاهش سپر تنشی و تقویت رشد استخوان مورد تحلیل و بررسی قرار می گیرد. برخلاف بیشتر پژوهش‌های قبلی که پروتزهای FGM را بر اساس تخلخل آرایش توزیعی داده بودند و تعداد هندسه‌های محدودی را بررسی کرده بودند، در این پژوهش با استفاده از ۹ هندسه و مدل‌سازی و تخصیص ماده یک‌بعدی FGM به آن‌ها بر اساس مدل ریاضی این مواد، به بررسی نتایج پرداخته می‌شود. از دیگر نوآوری‌های این پژوهش می‌توان به استفاده از مدل پروتز تنها و استوانه بر اساس ISO 7206-4 به منظور بررسی سفتی پروتزهای FGM و میزان نزدیک شدن هر کدام از هندسه ها به سفتی استخوان و همچنین تحلیل ریزحرکت‌های بین استخوان و پروتزهای با هندسه‌های مختلف در مدل استخوان و پروتز برای بررسی تقویت رشد استخوان، اشاره کرد.

همچنین از چهار مقدار ۰، ۰/۱، ۰/۵ و ۱ برای اندیس کسر حجمی ماده FGM که در ادامه معرفی می‌شود، استفاده شد. شایان ذکر است که اندیس کسر حجمی برابر صفر همان ماده متراکم تیتانیومی است.

سه پروفیل طراحی مطابق شکل (۳) و سه شکل دایره، بیضی و ذوزنقه برای سطح مقطع دیستال و پروگزیمال پروتز (شکل (۴))، انتخاب ما برای این پژوهش بود. پس از استخراج نقشه های طراحی از مقالات [13]، طراحی سه‌بعدی در نرم‌افزار Solidworks2017 انجام شد.

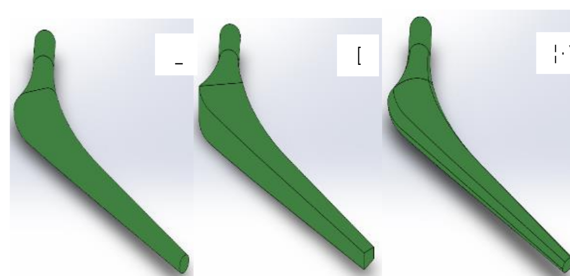


شکل ۳ پروفیل‌های انتخاب شده برای طراحی پروتزها



شکل ۴ سطح مقطع هر پروفیل از پروتزهای انتخاب شده: الف) پروگزیمال دایره‌ای و دیستال دایره‌ای، (ب) پروگزیمال ذوزنقه‌ای و دیستال ذوزنقه‌ای و (پ) دیستال بیضی پروگزیمال و بیضی

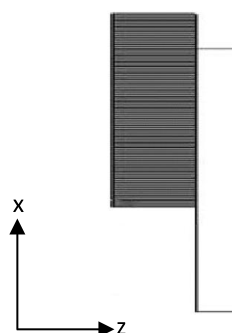
در شکل (۵) پروتزهای طراحی شده از پروفیل ۱ و هندسه های مختلف قابل مشاهده است.



شکل ۵ هندسه‌های پروتز با پروفیل۱ با سه سطح مقطع: الف) بیضی، ب) ذوزنقه و پ) دایره

FGM

یک مدل ساده از پروتز هیپ بدون سیمان که قبلا توسط بسیاری از محققان استفاده شده بود، در این تحلیل استفاده شد و مدل پروتز با پروفیل یک و هندسه دایره به عنوان نمونه برای نشان دادن نحوه تخصیص مواد FGM انتخاب شد. بنابراین پروتز به عنوان صفحه‌ای (در صفحه xz) از FGM با تخلخل L در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۶ شماتیک ماده FGM یک‌بعدی در صفحه xz

در شکل (۶) مدل یک‌بعدی از مواد FGM، بر روی جهت x توزیع شده است، کسر حجمی فلز (k) و سرامیک (a) و همچنین ضریب پواسون کل ماده با توجه به روابط (۱) و (۲) نشان داده شده است:

k L :›¤Žk áa L s F k á (۱)

SL Sk k E Sa a (۲)

که در آن Ž طول کل پروتز و • یک پارامتر غیر همگن است که تغییرات ترکیب را از طریق طول کنترل می‌کند. ترکیب برای • O s از نظر فلز غنی است و برای • P s از نظر سرامیک غنی است. در این مطالعه و برای ماده FGM مدل پروتز و استوانه اپوکسی، • L r á ä و برای مدل استخوان و پروتز از چهار مقدار • L r á ä á ä á ä در نظر گرفته شد [14]. همچنین Sk و Sa ضریب پواسون دو ماده تشکیل دهنده ماده FGM است. تخلخل ماده FGM به صورت زیر بیان می‌شود [9]:

’ L @A B F @A C (۳)

که • ، و.. پارامترهای دل‌خواه هستند که تخلخل را کنترل می‌کنند و مقادیر آن‌ها در این پژوهش به ترتیب ۰/۱، ۱ و ۱ خواهد بود [15]. مقادیر مجهول در رابطه پارامتر تخلخل که تخلخل را کنترل می‌کنند، از نامساوی زیر پیروی می‌کنند و بر اساس این نامساوی به دست آورده شده‌اند:

::• E œ¤• ;' / s F :• ¤:• E œ;x R R r (۴)

از روابط زیر برای مدول الاستیسیته استفاده می‌شود [9]:

L I :5?n; / 5>n:9><t ;:7 ;?<t ;¤«:5>t ;:6 7><t ;= (۵)

که در آن 4 برابر است با:

4 L a H (I Y>:I c ?I Y;Zc ¤/) / (I Y>:I c ?I Y;@Zc ¤/ ?Zc A) I (۶)

که a و k به ترتیب مدول الاستیسیته ماده سرامیکی و فلزی پروتز است.

برای تخصیص دادن خواص ماده FGM به پروتزهای انتخاب شده و انتقال آن به نرم‌افزار تحلیل المان محدود آباکوس، نیاز به سابروتین نویسی روابط (۱) تا (۶) در زبان برنامه‌نویسی فورترن و در محیط نرم‌افزار Visual Studio 2012 بود. سابروتینی که برای این مدل‌سازی مورد استفاده قرار گرفته است، سابروتین USDFLD است که برای تعریف متغیرهای میدان در یک ناحیه خاص است. از کاربردهای رایج و معروف این نوع سابروتین نویسی در آباکوس می توان به مدل‌سازی مواد FGM اشاره کرد.

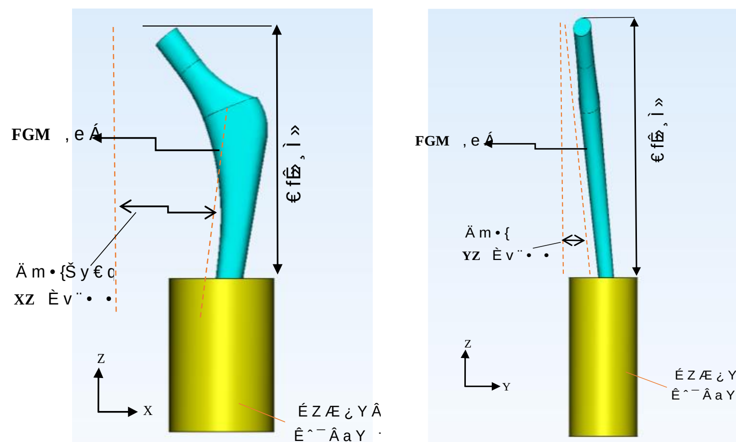
پس از کدنویسی روابط ذکر شده با استفاده از سابروتین USDFLD و زبان برنامه‌نویسی فرترن، طراحی مدل‌های سه‌بعدی پروتزها در راستای y با پروفیل‌ها و سطح مقطع‌های اشاره شده انجام شد و با وارد کردن آن‌ها به محیط نرم‌افزار تحلیل اجزای محدود، طی مراحل و تنظیمات مربوط به مواد FGM و سابروتین و در پایان لینک کد نوشته شده با پسوند for به نرم‌افزار، مواد FGM به پروتزها در راستای y یا طول پروتز (از پایین به بالای پروتز) تخصیص داده شد.

ISO 7206-4

همه مدل‌ها در ابتدا در مدل‌های المان محدود سه‌بعدی در ABAQUS 6.17 ادغام شدند تا عملکرد پروتزهای طراحی‌شده در مورد استخوان ران دست‌نخورده بررسی شود. تنظیمات نشان داده شده در شکل (۷) بر اساس استاندارد ISO 7206-4 است. ایزویی که در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفته است، عملکرد استقامتی اجزای ساقه‌دار ران پروتزهای مفصل ران و اجزای ساقه‌دار استخوان ران را که به تنهایی در تعویض‌های جزئی مفصل ران استفاده می‌شوند، شامل می‌شود.

نظیمات در این ایزو به این صورت است که ساقه پروتز در داخل اپوکسی استوانه‌ای شکل با جهت‌گیری خاص ۹ درجه در صفحه جانبی و ۱۰ درجه در صفحه جلویی قرار گرفت که فاصله بین سر پروتز و سطح اپوکسی ۹۰ میلی‌متر است (شکل ۷).

برای تخصیص مواد پروتز، از آنجایی که مدل ما باید اعتبارسنجی می‌شد، بنابراین ابتدا از پروتز کاملا متراکم از جنس آلیاژ تیتانیوم (Ti-4Al-6V) استفاده شد (I L r) تا با مدل مربوط به مقاله مرجع [16] مقایسه و اعتبارسنجی شود. همچنین از پروتز ساخته شده از پروفیل ۱ با سطح مقطع دایره برای اعتبارسنجی مدل استفاده شد. مدول الاستیسیته آلیاژ تیتانیوم براساس مقاله مرجع برابر ۱۱۴ گیگاپاسکال و ضریب پواسون آن 0/3 و همچنین مدول الاستیسیته و ضریب پواسون استوانه از جنس اپوکسی به ترتیب 3/7 گیگاپاسکال و 0/3 قرار داده شد. پس از اعتبارسنجی مدل، تخصیص مواد بر اساس جدول (۱) انجام شد و بررسی برای پروتزهای FGM (I L r) به انجام رسید.

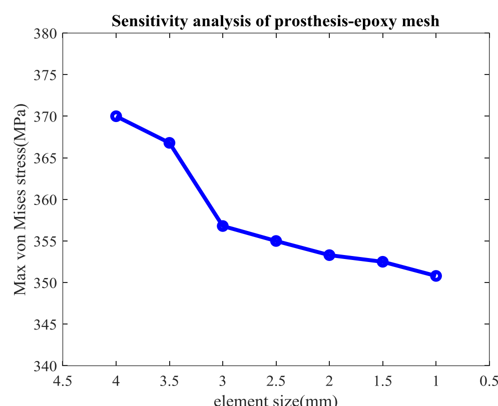


شکل ۷ جهت‌گیری پروتز در ساختار آزمایش بر اساس ISO 7206-4

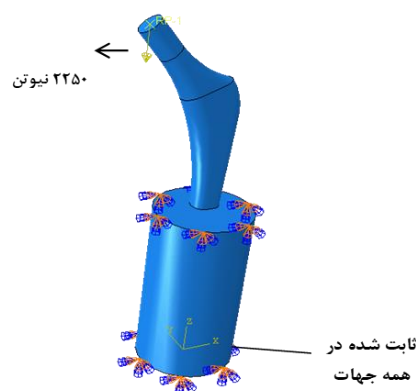
جدول ۱ خواص مکانیکی FGM

ماده	Ti-4Al-6V	Collagen
مدول الاستیسیته (f)	۱۱۰	۱
نسبت پواسون	۰/۳	۰/۳۵

برای انتخاب سایز مش، نمودار حداکثر تنش فون میزس وارده بر مجموعه پروتز تیتانیومی و استوانه اپوکسی با تغییر سایز مش (از سایز مش‌های بزرگ به ریز) رسم شد. از آنجایی که برای سایز مش‌های بین ۳ تا ۴ میلی‌متر، تغییر مقادیر زیاد و قابل توجه است و از سایز مش ۳ به بعد، شیب نمودار و در نتیجه تغییرات مقادیر تنش کمتر می‌شود و می‌توان این سایز مش ۳ میلی‌متر را به عنوان مرجع انتخاب کرد (شکل۸). همچنین با توجه به پیچیده بودن هندسه‌ها و پژوهش‌های قبلی، از المان‌های چهاروجهی درجه دوم C3D10 استفاده شد.



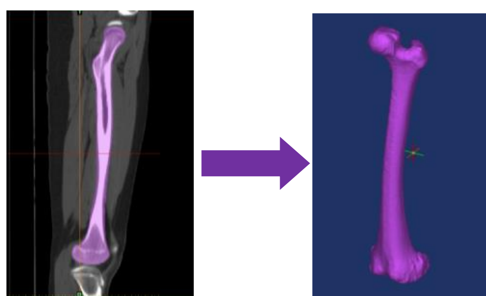
شکل ۸ نمودار بیشترین مقدار تنش فون میزس بر حسب سایز مش در مدل پروتز تیتانیومی و استوانه اپوکسی



شکل ۹ شرایط مرزی و بارگذاری بر اساس ISO 7206-4

برای مطالعه تأثیر پروتزهای FGM طراحی شده بر کاهش سپر تنشی و تقویت رشد استخوان از مدل اجزای محدود که شامل پروتز و استخوان ران همراه با بارهای فیزیولوژیکی مناسب باشد، استفاده می‌شود. به این منظور ابتدا مدل سه‌بعدی استخوان تهیه و برای تحلیل المان محدود مجموعه پروتز و استخوان بر روی آن تغییراتی ایجاد شد. مجموعه‌ای از برش‌های تصویری توموگرافی کامپیوتری دوبعدی یا سی‌تی‌اسکن از استخوان ران یک فرد ۲۸ ساله برای بازسازی سه‌بعدی ناحیه مورد نظر استفاده شد (شکل ۱۰).

در این راستا، به مانند سایر مقالات مرتبط [17]، این تصاویر به نرم‌افزار Mimics®19.0 وارد شد. در این نرم‌افزار، تصاویر پزشکی پس از انجام مراحل و تنظیمات مشخصه مانند تعیین جهت‌گیری، ایجاد ماسک و بخش‌بندی، ایجاد تغییرات ظاهری و... به یک مدل سطحی سه‌بعدی تبدیل شد.



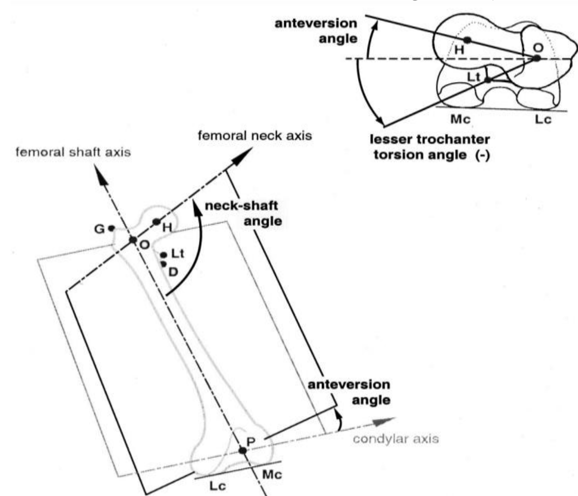
شکل ۱۰ تبدیل تصاویر پزشکی سی‌تی‌اسکن به مدل سه‌بعدی سطحی

برای تبدیل مدل سطحی به حجمی از نرم‌افزار مکمل میمیکس یعنی 3-Matic®13.0 استفاده شد. در ادامه پس از فراخوانی هر یک از پروتزها به محیط این نرم‌افزار، باید مرحله جای‌گذاری پروتز در داخل استخوان و تبدیل آن‌ها به یک مدل کامل برای تحلیل المان محدود، انجام می‌شد.

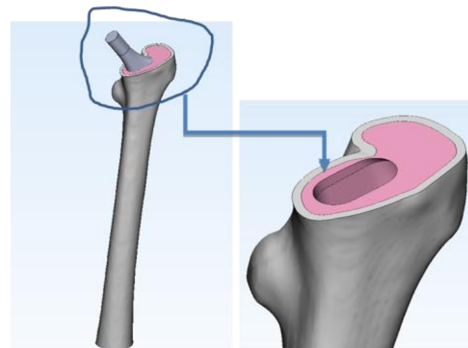
به این منظور ابتدا پروتز در مکان مناسب در داخل استخوان قرار گرفت و سپس استخوان در دو ناحیه دیستال و پروگزیمال برش داده شده و بعد از آن، محل قرارگیری پروتز در استخوان سوراخ شد (شکل ۱۲).

قابل ذکر است که استخوان به دو بخش کورتیکال (بخش قشری) و ترابکیولار (اسفنجی یا بخش داخلی‌تر) تقسیم شد و پروتز در داخل بخش اسفنجی جای‌گذاری شد. در آخر هم فرمت مناسب (.stp) برای تحلیل المان محدود در آباکوس استخراج شد. همه مراحل ذکر شده برای سایر پروتزها هم انجام شده است. بعد از فراخوانی مدل در آباکوس، اولین مرحله تخصیص مواد به

استخوان و پروتز می‌باشد.



شکل ۱۱ مشخصات هندسی استخوان بازسازی شده [18]



شکل ۱۲ جای‌گذاری پروتز در داخل استخوان

برای اعتبارسنجی مدل از جدول (۲) و (۳) برای اختصاص مواد به استخوان و پروتز استفاده می‌شود که داده‌های آن از مقاله توکل و همکارانش [19] گرفته شده است.

هر یک از بخش‌های قشری و اسفنجی استخوان [19] به عنوان یک ماده الاستیک همسان‌گرد عرضی در نظر گرفته می‌شود. با توجه به شکل (۱۳) قسمت گردن پروتز از جنس Ti-4Al-6V (• L r) و قسمت ساقه پروتز هم از جنس ماده FGM (• L räsáräwás) است که قسمت پایینی پروتز با ماده Hydroxyapatite شروع و به بخش بالایی پروتز با ماده Ti-4Al-6V خاتمه می‌یابد. پس از تخصیص مواد، برهم‌کنش‌های بین اجزای مدل استخوان- پروتز مشخص شد؛ به این صورت که بین استخوان اسفنجی و پروتز و همچنین بین استخوان اسفنجی و قشری، لغزش محدود و تماس سطح به سطح با ضریب اصطکاک ۰/۴ اختصاص داده شد [19].

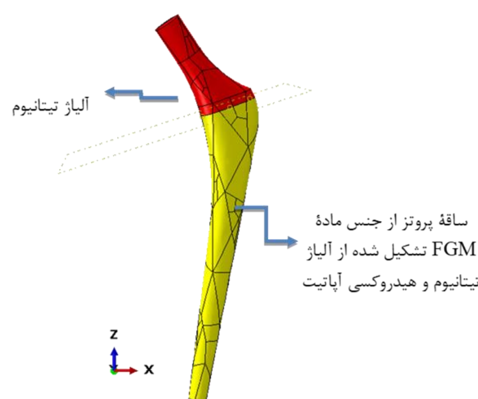
استخوان تحت پنج بار فیزیولوژیکی در نقاط RP1، RP2 و RP3 قرار گرفت. این نیروها بر اساس بارگذاری منعکس شده توسط شرایط بارگذاری فیزیولوژیکی مورد مطالعه محاسبه شدند.

جدول ۲ خواص مکانیکی استخوان در مدل اجزای محدود [19]

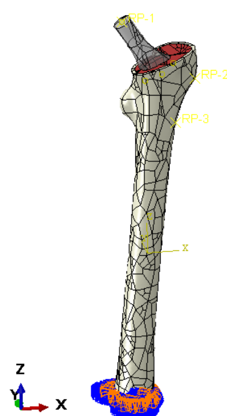
ماده	مدول الاستیسیته (f)	مدول برشی (f)	ضریب پواسون	چگالی (ó …ã%)
بخش قشری استخوان	v L x{y{ w L szsut x L x{y{	wx L wäx xv L väw vw L xät	˜wx L rätw ˜xv L räv ˜vw L rätw	۲/۰۲
بخش اسفنجی استخوان	v L xxr w L syvr x L xxr	wx L räts xv L räsx vw L rätx	˜wx L rätw ˜xv L räv ˜vw L rätw	۱/۳۷

جدول ۳ خواص مکانیکی مواد تشکیل‌دهنده پروتز FGM [19]

ماده	Ti-4Al-6V	Hydroxyapatite
مدول الاستیسیته (f)	۱۱۰	۱۳
نسبت پواسون	۰/۳	۰/۳



شکل ۱۳ قسمت‌های مختلف پروتز استفاده شده در آزمایش استخوان و پروتز



شکل ۱۴ شرایط مرزی و بارگذاری مدل استخوان-پروتز

با توجه به جدول (۴) بارگذاری در یک سیکل راه رفتن بر روی نقاط مشخص شده در شکل (۱۴) اعمال شد و شرایط مرزی هم با محدود کردن قسمت دیستال استخوان انجام شد تا در هر جهت حرکت کند و بچرخد.

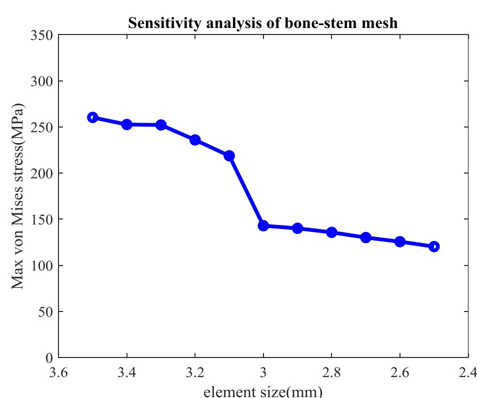
برای مش‌بندی مجموعه استخوان و پروتز مانند آزمایش پروتز و استوانه اپوکسی و همچنین پژوهش‌های قبلی به منظور انتخاب سایز مش مناسب برای همه هندسه‌های پروتز و همچنین استخوان، نمودار حداکثر تنش فون میزس مجموعه با کاهش سایز مش، رسم شد.

همان طور که از شکل (۱۵) مشهود است، از سایز مش ۳ میلی‌متر به مش‌های ریزتر، تغییرات تنش نسبت به قبل از این مقدار از سایز مش، کم شده است و شیب نمودار کاهش یافته است و از سایز مش ۳/۱ میلی‌متر به ۳ میلی‌متر، جهش بزرگی در نمودار دیده می‌شود و در نتیجه با این تفاسیر، مجموعه استخوان و پروتزها (همه هندسه‌ها) با استفاده از المان‌های چهاروجهی درجه دوم C3D10 و سایز مش به اندازه ۳ میلی‌متر، مش‌بندی شدند (شکل ۱۵) که بر اساس مطالعه حساسیت انجام شده مورد استفاده قرار گرفت و همه این مراحل برای هندسه‌های مختلف پروتز ران انجام شد و نتایج تنش‌های وارده با هم مقایسه گردید.

شبیه‌سازی‌های عددی در این مطالعه، مبنایی برای معرفی FGM دارای تخلخل به عنوان یک ماده مناسب برای پروتز ران از دیدگاه بیومکانیکی ارائه کرد و هدف بررسی تأثیر استفاده از این مواد برای کاهش پدیده سپر تنشی و کمک به رشد استخوان برای هندسه‌های مختلف بود که در بخش بعد به تفصیل به آن پرداخته می شود.

جدول ۴ حداکثر نیروی تماس در سیکل راه رفتن معمولی

اعمال بر روی نقطه	نیرو و جهت‌های اعمال (N)			منبع اصلی اعمال نیرو
	z	y	x	
RP1	۱۶۰۴/۴	-۲۲۹/۶	-۳۷۸	Hip contact
RP2	۶۰۵/۵	۳۰/۱	۴۰۶	Abductor
RP2	۹۲/۴	۸۱/۲	۵۰/۴	Tensor fascia lata, proximal part
RP2	-۱۳۳	-۴/۹	-۳/۵	Tensor fascia lata, distal part
RP3	-۶۵۰/۳	۱۲۹/۵	-۶/۳	Vastus lateralis



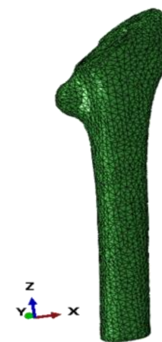
شکل ۱۵ نمودار بیشترین مقدار تنش فون میزس بر حسب سایز مش در مدل استخوان و پروتز

FGM

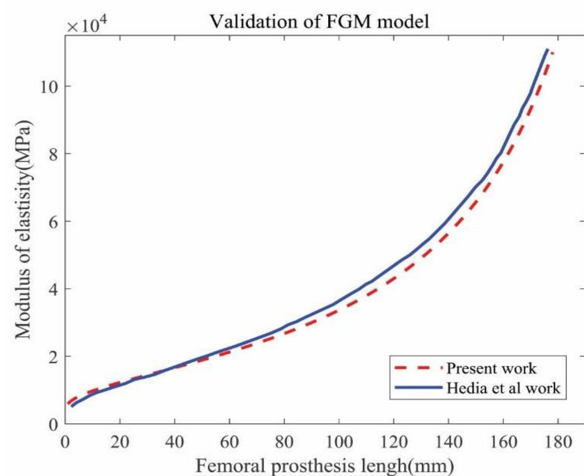
برای اطمینان از صحت ماده FGM اختصاص یافته به پروتز، اعتبارسنجی با یکی از مقالات مرجع انجام شد [9] که در شکل (۱۷) آورده شده است. به این منظور برای ماده FGM انتخاب

شده، از دو ماده با مدول الاستیسیته ۱۱۰ و ۱ گیگاپاسکال و L • r ڜ استفاده شده است.

همان طور که در شکل (۱۶) قابل مشاهده است، بدیهی است که هر دو نمودار مدول الاستیسیته- طول پروتز، در مدل‌سازی انجام شده و مدل هدیا و همکارانش [9]، بسیار نزدیک به یکدیگر هستند و تطابق قوی نشان می‌دهند. اندک اختلاف به وجود آمده به دلیل خطا در نمونه‌برداری مقاله مرجع و همچنین برابر نبودن طول دو پروتز مورد بررسی بود. بنابراین، مدل پروتز با ماده اختصاص یافته FGM، با موفقیت تأیید شده و برای تحلیل المان محدود برای مدل‌ها و همچنین هندسه‌های پروتز، استفاده می شود.

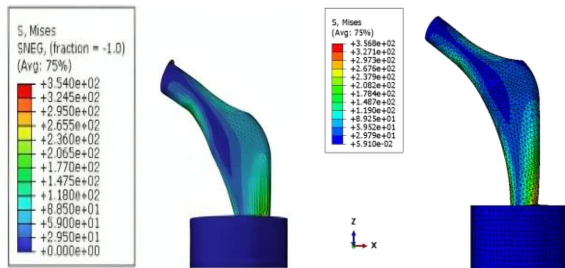


شکل ۱۶ نمایی کامل از استخوان شبکه‌بندی شده با المان‌های C3D10



شکل ۱۷ نمودار تغییرات مدول الاستیسیته پروتز در طول پروتز برای مدل‌سازی انجام‌شده و مرجع [9]

برای اعتبارسنجی از نمودار تنش فون میزس وارده بر مجموعه پروتز و استوانه پروکسی استفاده شد که در آن بیشترین مقدار تنش در پروتز بدون تخلخل برابر ۳۵۴ مگاپاسکال بود و حداکثر مقدار تنشی که از تحلیل المان محدود به دست آمد، با توجه به شکل (۱۸)، ۳۵۶/۸ مگاپاسکال است که اختلاف کمتر از ۵ درصد دارد و از آنجایی که مدل انتخاب شده در مطالعه الزوبی و همکارانش [16] با مدل این مقاله متفاوت بود، می‌توان نتایج را قابل قبول دانست.



شکل ۱۸ توزیع تنش در پروتز ران در مدل پروفیل ۱ سطح مقطع دایره (پژوهش حاضر، سمت راست) و مدل الزوبی و همکارانش [16] (سمت چپ) به دست آمده از آزمایش پروتز و استوانه اپوکسی

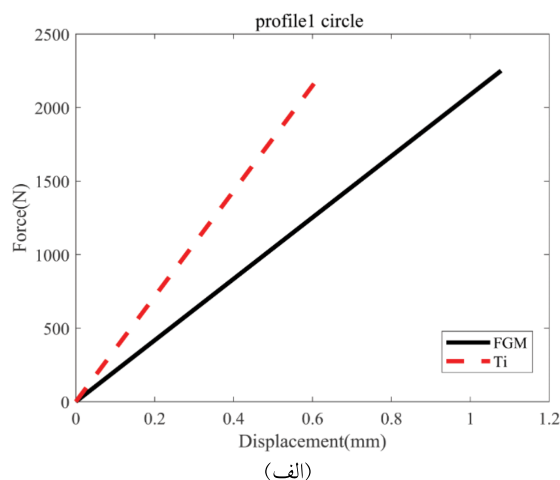
جابه‌جایی کل در سر پروتز ران برای همه طرح‌های پروتزهای FGM و همچنین پروتز متراکم از جنس آلیاژ تیتانیوم در هر افزایش/گام بارگذاری اندازه‌گیری شد. نمودارهای نیرو- جابه‌جایی برای همه پروتزها با دو ماده همگن تیتانیوم و FGM در مدل اپوکسی ترسیم شد و همان طور که در نمودارهای شکل (۱۹) نشان داده شده است، به عنوان نمونه برای پروتزهای پروفیل ۱ قابل مشاهده است. مشهود است که ساختار FGM و وجود تخلخل حجمی، سفتی (شیب نمودار نیرو- جابه‌جایی) پروتزهای توزیع شده تابعی را کاهش داده است که با یافته مطالعه الزوبی و همکاران [16] مطابقت دارد؛ به این معنی که با افزایش نیرو تا ۲۲۵۰ نیوتن، همه هندسه‌های پروتز FGM (ڜ r L •) جابه جایی بیشتری را در مقایسه با پروتز همگن دارد و در نتیجه سفتی هم کاهش می‌یابد و به سفتی استخوان نزدیک می‌شود و این همان چیزی است که مد نظر ما بوده است.

از این رو، مدل‌های پیشنهادی به هدف کاهش سفتی پروتزهای استخوان ران به طور قابل توجهی دست یافتند تا حد امکان به خواص استخوان ران دست‌نخورده نزدیک شوند که منجر به کاهش قابل توجهی از سپر تنشی در مقایسه با آلیاژ تیتانیم متراکم شد. جدول (۵) سفتی به دست آمده از نمودارهای نیرو- جابه‌جایی را برای پروتزها با درصد کاهش سختی نسبت به پروتز

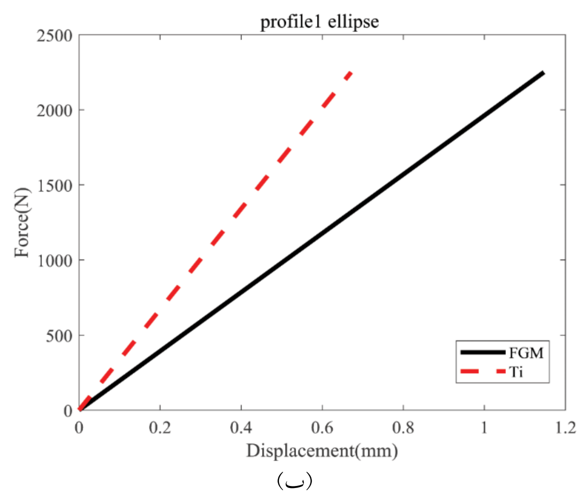
آلیاژ متراکم Ti-4Al-6V (میانگین همه مدل‌های پروتز) خلاصه می‌کند که در این جدول سفتی با تقسیم بیشترین نیروی وارد بر پروتز (۲۲۵۰ نیوتون) بر بیشترین جابه‌جایی ایجادشده برای هر پروتز محاسبه شده است و کاهش سفتی پروتزهای FGM در مقایسه با پروتز همگن تیتانیومی مشخص شده است.

با مشاهده مقادیر مربوط به درصد کاهش سفتی، می‌توان تأثیر استفاده از پروتز FGM را به جای پروتز همگن به منظور نزدیک شدن به خواص مکانیکی استخوان نتیجه گرفت.

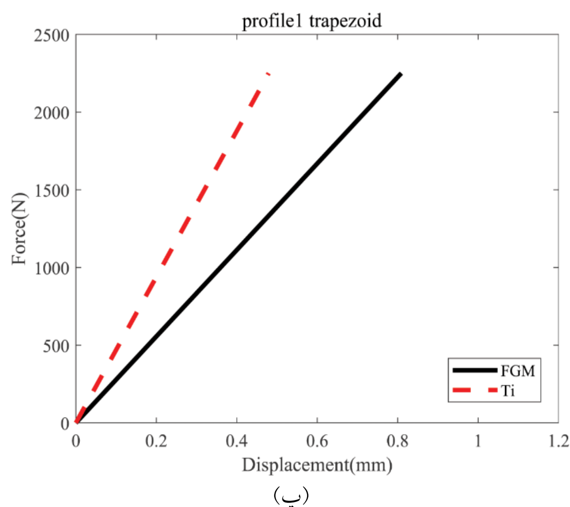
همچنین از شکل (۲۰) که نمودار نیرو- جابه‌جایی همه هندسه‌های FGM با استخوان [20] مقایسه شده است، می‌توان مشاهده کرد که بیشترین کاهش سفتی یعنی بیشترین نزدیکی به سفتی استخوان، مربوط به پروفیل ۳ با سطح مقطع بیضی و کمترین کاهش برای پروفیل ۲ با سطح مقطع ذوزنقه نتیجه شده است. بنابراین پروتز ساخته شده از پروفیل ۳ یا سطح مقطع بیضی، بیشتر از سایر مدل‌ها، از سپر تنشی جلوگیری می‌کند.



(الف)

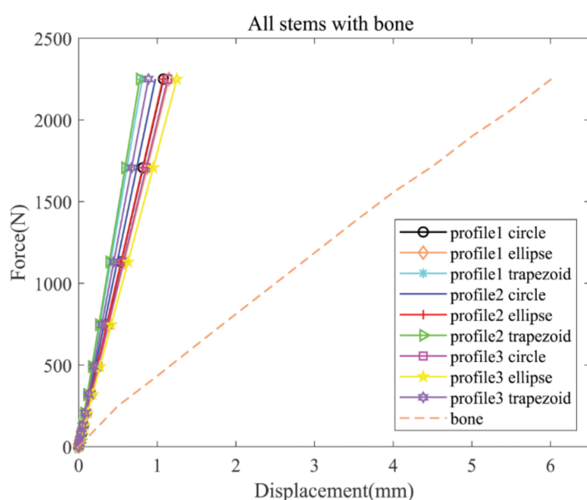


(ب)



(پ)

شکل ۱۹ نمودار نیرو- جابه‌جایی در پروتزهای پروفیل ۱ با سطح مقطع های: الف) دایره، ب) بیضی و پ) ذوزنقه برای • L r (Ti) • L و (FGM) r ǣ



شکل ۲۰ نمودار نیرو- جابه‌جایی برای طراحی‌های مختلف پروتز FGM همراه با استخوان سالم

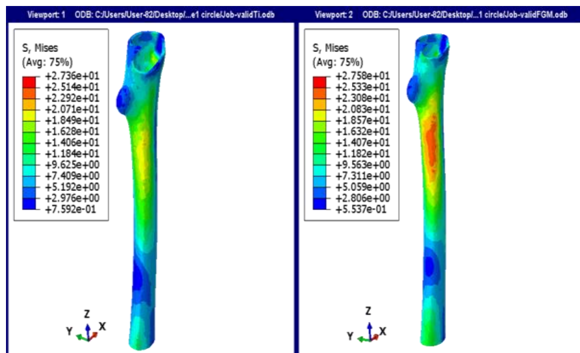
مدل‌های المان محدود پروتز قرار داده شده در استخوان با استفاده از نرم‌افزار تحلیل المان محدود ABAQUS با مدل توکل و همکارانش [19] مورد اعتبارسنجی قرار گرفت. به این صورت که با توجه به مقاله مرجع، مجموعه استخوان و پروتز تحت بارگذاری نقطه‌ای در دو نقطه قرار گرفت و توزیع و مقادیر تنش فون میزس در استخوان با مقاله مرجع مقایسه شد که در این تحلیل المان محدود، از دو مدل با ماده همگن تیتانیومی و ترکیبی

از این ماده (گردن پروتز با • L r) و FGM (ساقه پروتز با • L rä) برای پروتز استفاده شد و این دو حالت با هم مقایسه شدند.

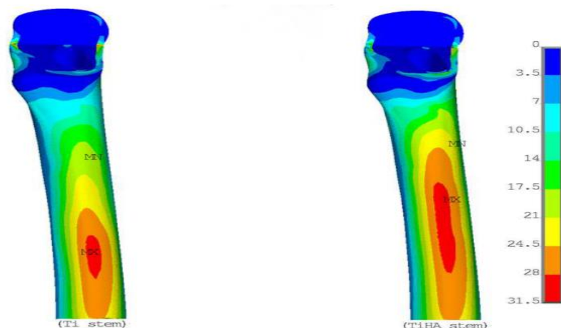
جدول ۵ درصد کاهش سفتی حاصل از استفاده از پروتز FGM در مقایسه با پروتز آلیاژی متراکم Ti-4Al-6V

مدل طراحی شده پروتز	سفتی (¤••)	سفتی میانگین (¤••)	کاهش سفتی نسبت به مدل همگن تیتانیومی (%)
Profile1 Circle	۲۰۸۷/۵۵	۲۲۷۶/۹۲	۴۰/۱
Profile1 Ellipse	۱۹۶۱/۹۸		
Profile1 Trapezoid	۲۷۸۱/۲۳		
Profile2 Circle	۲۳۰۷/۴۵	۲۴۳۳/۷۷	۳۶/۸
Profile2 Ellipse	۲۰۹۹/۷۰		
Profile2 Trapezoid	۲۸۹۴/۱۵		
Profile3 Circle	۱۹۸۹/۶۴	۲۱۰۹/۳۹	۴۵/۲
Profile3 Ellipse	۱۸۰۱/۸۰		
Profile3 Trapezoid	۲۵۳۶/۷۴		
Average of bulks(Ti) stems	۳۸۵۱/۲۸		

از شکل (۲۱) و مقایسه مقادیر تنش فون مایزس در حالت استفاده از ماده تیتانیومی کامل و مدل با ساقه FGM (تشکیل شده از دو ماده تیتانیوم و هیدروکسی آپاتیت با • L rä) و مقایسه آن با مقاله [19]، می‌توان مشاهده کرد که مقادیر تنش در هر دو حالت اختلاف قابل قبولی دارد و مقادیر به هم نزدیک هستند که دلیل این اختلاف کم هم، تفاوت هندسه و مشخص نبودن برخی شرایط دو مطالعه بوده است. بیشترین مقدار تنش فون میزس در حالت استفاده از پروتز همگن تیتانیومی در مقاله مرجع برابر ۲۸/۷ مگاپاسکال است که در مدل حاضر برابر ۲۷/۴ مگاپاسکال به دست آمده است و برای پروتز با گردن تیتانیومی و ساقه FGM برابر ۲۸/۹ مگاپاسکال است در حالی که برای مدل حاضر، مقدار ۲۷/۶ مگاپاسکال به دست آمد و این اختلاف با توجه به تفاوت هایی که دو مطالعه با هم دارند، مشکلی برای اعتبارسنجی مدل ما ایجاد نمی‌کند. به این ترتیب مدل مورد استفاده اعتبارسنجی شده و برای سایر هندسه‌ها و بررسی نتایج از آن استفاده می‌شود.



(الف)



(ب)

شکل ۲۱ توزیع تنش فون میزس در استخوان قشری برای پروتز همگن Ti6Al4V (سمت چپ) و پروتز Ti6Al4V-HA، FGM (راست) برای الف) مدل حاضر و ب) مدل توکل و همکاران [19]

تنش‌ها در هر لایه پروتز و همچنین استخوان از طریق نتایج تجزیه و تحلیل اجزا محدود برای ۹ هندسه پروتز متراکم و FGM برای مقادیر اندیس کسر حجمی l L rä در یک سیکل راه رفتن عادی محاسبه شد. همان طور که در جدول (۶) نشان داده شده است، برای ماده FGM با اندیس l L rä پروتزهای با سطح مقطع دایره بیشترین درصد کاهش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم تیتانیومی (• L r) دارند و کمترین درصد کاهش میانگین تنش هم در پروتزهای با سطح مقطع ذوزنقه دیده می شود.

جدول ۶ حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در پروتزها برای مقادیر • L ráäs کسر حجمی

حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل‌دهنده پروتز		مدل طراحی شده پروتز
• L räs	• L r	
۱۶۲/۳۵	۱۷۸/۹۲	Profile1 Circle
۱۵۴/۱۶	۱۶۹/۴۳	Profile1 Ellipse
۱۴۱/۹۲	۱۵۵/۸۶	Profile1 Trapezoid
۱۵۴/۱۵	۱۶۸/۸۲	Profile2 Circle
۱۵۰/۱۵	۱۶۴/۶۲	Profile2 Ellipse
۱۴۲/۸۵	۱۵۶/۴۲	Profile2 Trapezoid
۱۶۱/۱۵	۱۷۷/۳۲	Profile3 Circle
۱۵۴/۰۵	۱۶۸/۷۲	Profile3 Ellipse
۱۳۹/۹۵	۱۵۳/۲۲	Profile3 Trapezoid

به مانند پروتز، استخوان (جدول ۷) با پروتزهای FGM (• L räs) با سطح مقطع دایره بیشترین درصد افزایش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم (• L r) تیتانیومی دارند و کمترین درصد افزایش در پروتزهای با سطح مقطع ذوزنقه دیده می‌شود.

همان طور که در جدول (۸) نشان داده شده است، برای ماده FGM با اندیس • L räwás به مانند • L räs پروتزهای با سطح مقطع دایره بیشترین درصد کاهش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم تیتانیومی دارند و کمترین درصد کاهش میانگین تنش هم در پروتزهای با سطح مقطع ذوزنقه دیده می‌شود.

جدول ۷ حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در استخوان برای مقادیر • L ráäs کسر حجمی

حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل‌دهنده پروتز		مدل طراحی‌شده پروتز
• L räs	• L r	
۲۸/۶۸	۲۳/۹۷	Profile1 Circle
۲۶/۴۶	۲۱/۷۳	Profile1 Ellipse
۲۴/۱۸	۱۹/۸۱	Profile1 Trapezoid
۲۸/۲۱	۲۲/۹۱	Profile2 Circle
۲۶/۳۸	۲۱/۷۷	Profile2 Ellipse
۲۵/۲۳	۲۱/۱۶	Profile2 Trapezoid
۲۷/۵۳	۲۲/۴۹	Profile3 Circle
۲۶/۴۷	۲۱/۵۶	Profile3 Ellipse
۲۴/۶۱	۲۰/۸۲	Profile3 Trapezoid

جدول ۸ حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در پروتزها برای مقادیر • L räwás کسر حجمی

حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل‌دهنده پروتز		مدل طراحی‌شده پروتز
• L s	• L räw	
۵۵/۶۳	۹۲/۸۲	Profile1 Circle
۵۱/۷۱	۸۷/۴۲	Profile1 Ellipse
۳۸/۹۱	۷۹/۴۳	Profile1 Trapezoid
۴۱/۱۶	۸۶/۸۹	Profile2 Circle
۳۹/۶۷	۸۴/۹۲	Profile2 Ellipse
۳۶/۵۴	۸۱/۴۲	Profile2 Trapezoid
۴۳/۵۱	۹۲/۷۶	Profile3 Circle
۴۱/۰۶	۸۶/۲۷	Profile3 Ellipse
۳۷/۸۴	۸۱/۳۶	Profile3 Trapezoid

برای استخوان (جدول ۹) با پروتزهای FGM (• L räwás) با سطح مقطع دایره بیشترین درصد افزایش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم تیتانیومی دارند و کمترین درصد افزایش در پروتزهای با سطح مقطع ذوزنقه دیده می‌شود.

همچنین از مقادیر به دست آمده از تنش‌های وارد به پروتز و استخوان برای اندیس‌های مختلف (شکل‌های ۲۱ و ۲۲) می‌توان این نتیجه را گرفت که هر چه اندیس کسر حجمی ماده FGM بزرگ‌تر باشد، مقادیر تنش نیز نسبت به تنش‌های وارد به پروتز با ماده متراکم تیتانیومی، هم در پروتز و هم در استخوان، کاهش می‌یابد و بنابراین انتخاب کسر حجمی مناسب برای ماده FGM بسیار مهم است؛ چرا که هدف اصلی در استفاده از این مواد، کاهش تنش وارد به پروتز و افزایش تنش وارد به استخوان است و باید مقادیر متناسب باشند و از نظر استحکام و دوام مکانیکی برای پروتز اشکال به وجود نیاید و تنش وارد به استخوان نیز به حد کافی باشد که باعث رشد استخوان شود و از پدیده سپر تنشی جلوگیری شود.

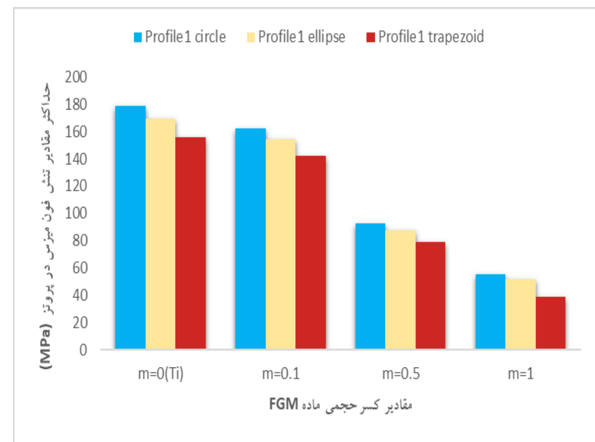
در شکل‌های (۲۲) و (۲۳) به ترتیب نمودار تغییرات حداکثر مقدار تنش فون میزس در پروتز و استخوان نشان داده شده است که برای نمونه برای پروتزهای با پروفیل ۱ در این مقاله آورده شده است.

در نتیجه در همه پروتزها با استفاده از ماده FGM دارای تخلخل و با اندیس‌های کسر حجمی • L räsáräwás، تنش وارد

به پروتز نسبت به ماده متراکم تیتانیومی کاهش و به استخوان افزایش پیدا کرده است و این مقادیر به تفاوت در طراحی هر پروتز، پروفیل، سطح مقطع‌های متفاوت و اندیس ماده FGM، نسبت داده می‌شود.

جدول ۹ حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در استخوان برای مقادیر • L räwás کسر حجمی

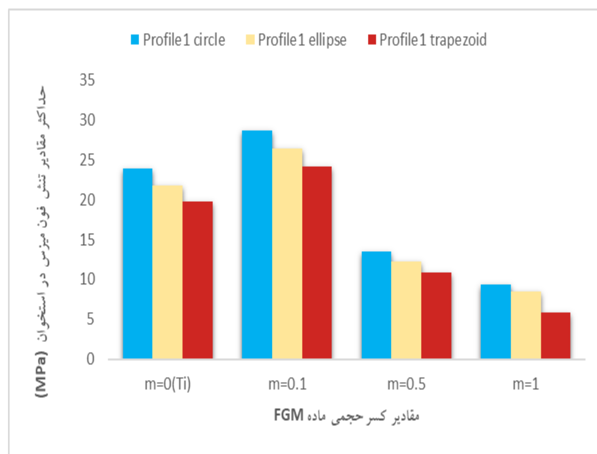
مدل طراحی شده پروتز	حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل دهنده پروتز	
	• L räw	• L s
Profile1 Circle	۱۳/۴۴	۹/۴۱
Profile1 Ellipse	۱۲/۲۳	۸/۴۶
Profile1 Trapezoid	۱۰/۸۳	۵/۸۴
Profile2 Circle	۱۲/۶۴	۶/۸۹
Profile2 Ellipse	۱۱/۷۶	۶/۴۳
Profile2 Trapezoid	۱۱/۳۴	۶/۱۲
Profile3 Circle	۱۳/۲۷	۷/۰۶
Profile3 Ellipse	۱۲/۰۶	۶/۸۷
Profile3 Trapezoid	۱۱/۲۹	۵/۹۶



شکل ۲۲ نمودار تغییرات حداکثر مقدار تنش فون میزس بر حسب مقادیر کسر حجمی ماده FGM در پروتزهای پروفیل ۱

با توجه به اینکه در نرم‌افزار آباکوس نتایج ریزحرکت به در بخش نتایج این نرم‌افزار قابل بررسی و CSLIPصورت و CSLIP1تحلیل است. از آنجایی که نتایج به دو صورت [12] نمایش داده می‌شود، با توجه به مقاله مرجع CSLIP2 برای بررسی ریزحرکت استفاده کرده است و CSLIP2که از

همچنین با توجه به راهنمای نرم‌افزار، ما هم از آن برای بررسی • L (FGMنتایج ریزحرکت‌های بین استخوان و پروتزهای از آنجایی که ریزحرکت‌های بیشتر از) استفاده کردیم r äs ۱۵۰ میکرومتر، بیش از حد در نظر گرفته می‌شود و باعث ناپایداری پروتز و شکست عمل جراحی می‌شود. همان طور که در شکل (۲۴) قابل مشاهده است، نمودار ریزحرکت (برحسب میکرومتر) بر حسب هندسه‌های مختلف پروتز آورده شده است و با توجه به نکته گفته شده، پروتزهای با هندسه پروفیل دو و سه- سطح مقطع ذوزنقه از مقدار مجاز عبور کرده‌اند و نباید مورد استفاده بیمار قرار گیرند و ریسک بالای آسیب را دارند و این طرح‌ها ممکن است منجر به شکست زودرس پروتز شود. همچنین در شکل (۲۵) نمایش گرافیکی ریز حرکت در فصل مشترک استخوان و پروتز متخلخل FGM(پروفیل یک-سطح مقطع دایره) برای دو ماده و آلیاژ تیتانیومی متراکم به عنوان یک نمونه آورده شده است.

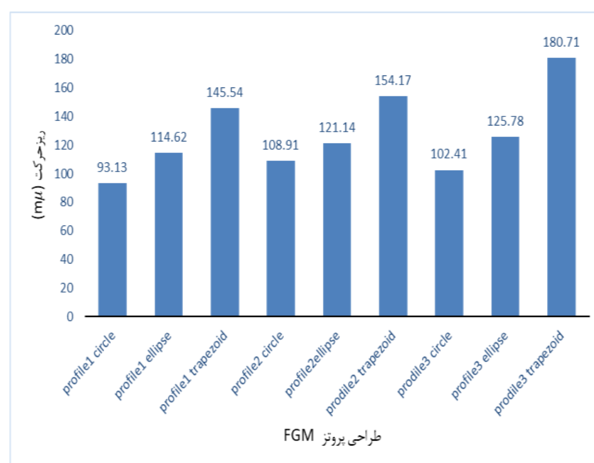


شکل ۲۳ نمودار تغییرات حداکثر مقدار تنش فون میزس در استخوان بر حسب مقادیر کسر حجمی ماده FGM برای پروتزهای پروفیل ۱

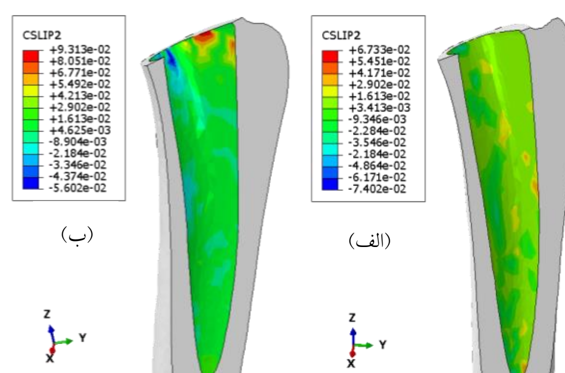
بیشترین مقدار ریزحرکت برای پروتز تیتانیومی کمتر از پروتز FGM متخلخل است که می‌توان نتیجه گرفت که کم‌ترین ریزحرکت‌های پروتز و استخوان به بیشترین سفتی پروتز که مربوط به آلیاژ متراکم تیتانیومی است، تعلق دارد که این یافته‌ها با مطالعات قبلی مطابقت دارد [16,21,22]. نکته دیگری که از این شکل شماتیک نتیجه می‌شود، این است که با توجه به نتایج، در طراحی پروتز برای THR، از نظر سفتی پروتز، پروتزهای منعطف

سپر تنشی کمتری را در استخوان اطراف ایجاد می‌کنند اما ریزحرکت بیشتری دارند و در مقابل، پروتزهای سفت و سخت سپر تنشی بالا، اما ریزحرکت‌های کمتری را القا می‌کنند.

بنابراین، چالش طراحی این اســـت که بدانیم چگونه محافظ تنش را به حداقل برســـانیم در حالی که ریزحرکت‌های رابط را در سطوح قابل قبول حفظ کنیم و از حد مجاز عبور نکنند.



شکل ۲۴ حداکثر مقدار ریزحرکت در فصل مشترک پروتز و استخوان ران برای هندسه‌های مختلف پروتز FGM



شکل ۲۵ نمایش گرافیکی ریز حرکت در فصل مشترک استخوان و پروتز (پروفیل یک- سطح مقطع دایره) برای پروتز با ماده: الف) آلیاژ تیتانیومی متراکم، ب) FGM

از آنجایی که FGM ها از مواد جدید هستند هدف اصلی از انجام این پژوهش، بررسی تأثیر استفاده از FGM ها به جای مواد متراکم در کاهش پدیده سپر تنشی و تقویت رشد استخوان در پروتزهای ران بود.

در مدل پروتز- استوانه مشاهده شد که با استفاده از ماده FGM به جای ماده متراکم تیتانیومی، می‌توان سفتی پروتز را به سفتی استخوان نزدیک کرد و از آنجایی که پدیده سپر تنشی به دلیل عدم مطابقت و نزدیکی سفتی ایجاد می‌شود؛ بنابراین سپر تنشی هم کاهش یافته است.

برای بررسی پدیده سپر تنشی و همچنین تقویت رشد استخوان، از نتایج حاصل از تنش‌های فون میزس وارده به استخوان و پروتز استفاده شد. افزایش مقادیر تنش در استخوان در استفاده از پروتز FGM نشان می‌دهد که تنش‌های کمتری به پروتز نسبت به حالت متراکم وارد شده است و باقی‌مانده تنش به استخوان وارد شده است که سبب کاهش پدیده سپر تنشی می‌شود با افزایش تنش، فعالیت استخوان افزایش، چگالی آن افزایش و در نتیجه استخوان تقویت و رشد می‌یابد که در همه پروتزها این نتایج مشاهده شد.

همچنین با بررسی اندیس‌های مختلف ماده FGM و بررسی نتایج تنش‌های به دست آمده از مدل استخوان و پروتز، به این نتیجه رسیدیم که هر چه اندیس کسر حجمی ماده FGM بزرگ‌تر باشد، مقادیر تنش در پروتز و استخوان نسبت به تنش‌های وارد به مجموعه پروتز و استخوان در حالت استفاده از پروتز با ماده متراکم تیتانیوم، کاهش می‌یابد و بنابراین مقادیر اندیس کسر حجمی برای ماده FGM بسیار تأثیرگذار است و باید مورد توجه و بررسی بیشتر برای رسیدن به اندیس مناسب، قرار گیرد.

همچنین از مقادیر به دست آمده از تنش‌های وارد به پروتز و استخوان برای اندیس‌های مختلف (شکل‌های ۲۱ و ۲۲) می‌توان این نتیجه را گرفت که هر چه اندیس کسر حجمی ماده FGM بزرگ‌تر باشد، مقادیر تنش نیز نسبت به تنش‌های وارد به پروتز با ماده متراکم تیتانیومی، هم در پروتز و هم در استخوان، کاهش می‌یابد و بنابراین انتخاب کسر حجمی مناسب برای ماده FGM بسیار مهم است.

از نتایج حاصل از تحلیل استاتیکی، ریزحرکت‌های ایجاد شده بین پروتزها به دست آمد و به جز دو مدل از پروتزها (پروتزهای با هندسه پروفیل دو و سه- سطح مقطع ذوزنقه) که مقادیر بالاتر از ۱۵۰ میکرومتر داشتند، بقیه مقادیر در محدوده قابل قبول بودند و ریزحرکت‌های ایجاد شده منجر به ایجاد مشکلات احتمالی برای پروتز نشدند و به رشد استخوان کمک کردند.

موارد زیر از جمله پیشنهاداتی است که می‌توان در ادامه این پژوهش انجام داد:

۱. استفاده از تئوری‌های بازسازی استخوان.
۲. بررسی استفاده از مواد FGM در تقویت رشد و چگالی استخوان.
۳. انجام تست‌های تجربی برای اعتبارسنجی نتایج.
۴. انجام تست خستگی بر روی هند سه‌های انتخاب شده و به دســـت‌آوردن خواص مکانیکی آن مانند تنش تســـلیم و حد استقامت.

تحلیل	Analysis
متخلخل	Porous
تعویض	Replacement
تنش	Stress
بازسازی	Remodeling
رشد	Growth
سپر	Shield
کدنویسی	Coding
تابعی	Functionally
مفصل ران	Hip
طراحی	Design
پروتز	Prosthesis
توزیع شده	Graded
ریزحرکت	Micromotion

[1] ' *DUULVRQ ³2VWHRDUWKULWLV Workplace Health & Safety, vol. 60, no. 9, pp. 381-383, (2012).

[2] P. Kannus, J. Parkkari, H. Sievänen, A. Heinonen, I. Vuori, M. Järvinen ³(SLGHPLRORJ\ RI KLS IUDFWX Bone, vol. 18, no. 1, pp. S57-S63, (1996).

[3] & 2 <HQXVDK ³)LQLWH (OHPHQW 6WXG\ RQ WKH Implant Interface Condition on Femoral Fracture RI %RQ aIWHU &HPHQWOHVV 7RWDO +LS 5HSODFHPHQW Mississippi State University, pp. 1-7, (2017).

[4] A. Eshra, An experimental set up to investigate non-invasive detection of hip prosthesis loosening, (2004).

[5] 6 $UDEQHMDG % -RKQVWRQ 0 7DQ]HU ' 3DVLQL ³D printed titanium femoral stem to reduce stress-SRURXV VKLHOGLQJ IROORZLQJ Journal of Orthopaedic Research, vol. 35, no. 8, pp. 1774-1783, (2017).

[6] < :DQJ 6 $UDEQHMDG 0 7DQ]HU ' 3DVLQL ³+LS Dimensional Porous Architecture of HVLJQ 2SWLPL]HG *UDGHG Journal of Mechanical Design, vol. 140, no. 11, pp. , (2018)

[7] M. 5H]DHH 1 6KDUDIDKNDQL $ &K Actuated FGM Microgripper under the Effect of Thermal Moment Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics, vol. 23, no. 2, pp. 65-80, (2012).

[8] $ $ 2VKNRXU 1 $ 2VPDQ 0 %D\DW -dimensional finite element analyses of ³7KU IXQFWLRQDOO\ JUDGHG IHPRUDO SURVWKHV Materials & Design (1980-2015), vol. 56, no. pp. 998-1008, (2014)

[9] H. S. Hedia, M. A. N. Shabara, T. T. El-0LGDQ\ 1)RXGD ³$ PHWKRG RI PDWHULDO RS WKURXJK IXQFWLRQDOO\ International Journal of Mechanics and Materials in Design, vol. 1, no. pp. 329-346, (2004)

[10] H. Mehboob, F. Tarlochan, A. Mehboob, S-+ &KDQJ 6 5DPHVK : 6 : +DUXQ . .DGLUJ analysis and 3D printing of Ti-6Al-4V alloy bio-LQVSLUHG SRURX Journal of Materials Science

Materials in Medicine, vol. 31, no. pp. 1-14, (2020)

[11] F. Tarlochan, H. Mehboob, A. Mehboob, S- + &KDQJ ³,QIOXHQFH RI IXQFWLRQDOO\ JUD

cementless hip prosthesis: a finite element study using mechano- UHJXODWRU Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, vol. 17, no. 3, pp. 701-716, (2018)

[11] 1) $O =RXEL) 7DUORFKDQ + 0HKERRE) -DUUDU ³'HVLJQ RI 7L

IRU 6WUHVV 6KLHOGLQJ DQG 6WHP 6WDELOLW\ Applied Sciences, vol. 12, no. 3, p. 1548, (2022)

[13] $ / 6DEDWLQL 7 *RVZDPL ³+LS LPSODQWV 9,,)LQLWH HOHPHQW

Materials & Design, vol. 29, no. 7, pp. 1438-1446, (2008)

[14] + *RQJ / .RQJ 5 =KDQJ -) D-Implant Model for the Prediction of Bone Remodeling

BHKDYLRU ,QGXFHG E\ Journal of Bionic Engineering, vol. 10, no. 3, pp. 350-358, (2013)

[15] T. A. Enab ³3HUIRUPDQFH LPSURYHPHQW RI WRWDO NQHH UHSODFHPHQ

PDWHUL International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering IJMME-IJENS, vol. 14, no. 2, pp. 104-113, (2014)

[16] 1 $/ =RXEL 1) .KDOHG ³'HVLJQ RI IX-6Al-4V femoral stem for stress shielding

and implants s WDELOLW\ Qatar University vol. no. pp.51-73, (2022)

[17] D. Tarzjani 0 $ 1D]DUL 0 0DKMRXE ³,QYHVWLJDWLQJ WKH HIIHFW RI V

XVLQJ PRGDO WHVW DQG Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics, vol. 35, no. 2, pp. 77-96, (2023).

[18] $ 6 $UQROG 6 6 %OHPNHU 6 / 'HOS ³(YDOXDWLRQ RI D GHIRUPD

WHQGRQ OHQJWKV Annals of Biomedical Engineering, vol. 29, no. pp. 263-274, (2001)

[19] 7 $ (QDE 1)RXGD , (OGHVRXN\ ³&RPSDULVRQ RI)XQFWLRQDOO\ Various Second-Generation Titanium Al O R \ Journal of Applied and Computational Mechanics, vol. 7, no.3, pp. 1315-1323, (2020)

[20] . +D]OHKXUVW & - :DQJ 0 6WDQIRUG ³(YDOXDWLRQ characteristics of square pore CoCrMo cellular VWUXFWXUHV PDQXIDFWXUHG XVLQJ ODVHU PHOW Materials & Design, vol. 51, pp. 949-955, (2013)

[21] 6 /LPPDKDNKXQ $ 2OR\HGH . 6LWWKLVHULSUDWLS < ;LDR & <

chromium graded cellular structures for stress- VKLHOGLQJ Materials & Design, vol. 114, pp. 633-641, (2017)

[22] 6 ($ONKDWLE) 7DUORFKDQ + 0HKERRE 5 6LQJK . .DGLUJDPD

functionally graded porous femoral stems incorporating body-centered cubic struct XU Artificial Organs, vol. 43, no. 7, pp. E152-E164, (2019)